

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

## **BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- BLACK BORDERS**
- IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- FADED TEXT OR DRAWING**
- BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- SKewed/SLANTED IMAGES**
- COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- GRAY SCALE DOCUMENTS**
- LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- OTHER:** \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.

PAT-NO: JP404187142A  
DOCUMENT-IDENTIFIER: JP 04187142 A  
TITLE: APPARATUS FOR SWITCHING GRADATION OF  
RADIATION IMAGE  
PUBN-DATE: July 3, 1992

INVENTOR-INFORMATION:  
NAME  
TSUCHINO, HISANORI  
YANAGIDA, AKIKO  
TODA, HARUYUKI

ASSIGNEE-INFORMATION:  
NAME COUNTRY  
KONICA CORP N/A

APPL-NO: JP02314196

APPL-DATE: November 21, 1990

INT-CL (IPC): A61B006/00, G01N023/04 , G03B042/02 ,  
G06F015/62 , G06F015/68

US-CL-CURRENT: 600/443

ABSTRACT:

PURPOSE: To perform automatically switching of gradation in a region of concern by a required characteristic by switching gradation of a radiation image signal based on a gradation switching table selected by a photographing position or an effective image signal width of a radiation image.

CONSTITUTION: Digital radiation image signals successively transmitted from

a photoelectric conversion apparatus 5 are inputted into a contour analyzing part 11 and image recognition is performed on a contour of a radiation image to distinguish a photographed position. On the other hand, in a hystogram analyzing part 12, a hystogram is prepd. on an inputted signal to obtain an effective image signal width. In addition, in a gradation switching table-selecting part 13, based on information on each obtd. photographing position and effective image signal width, an optimum switching table is selected among a plurality of gradation switching tables which are stored in advance in a gradation switching table-storing part 14 and are different in characters each other. In a gradation treating part 15, gradation switching of the radiation image signal inputted from the photoelectric conversion apparatus 5 is performed by using the selected gradation switching table. Then, it is transmitted to a radiation image-regenerating apparatus 8 where it is visualized as a hard copy or a regenerated image on CRT.

COPYRIGHT: (C)1992,JPO&Japio

⑫ 公開特許公報(A)

平4-187142

⑮ Int.Cl.<sup>5</sup>

識別記号

庁内整理番号

⑯ 公開 平成4年(1992)7月3日

A 61 B 6/00  
G 01 N 23/04  
G 03 B 42/02  
G 06 F 15/62  
          15/68

          3 9 0 B  
          3 1 0 A

7172-2J  
9119-2K  
8526-5L  
8420-5L  
8119-4C

A 61 B 6/00 3 5 0 A  
審査請求 未請求 請求項の数 1 (全9頁)

⑰ 発明の名称 放射線画像の階調変換装置

⑱ 特 願 平2-314196

⑲ 出 願 平2(1990)11月21日

⑳ 発 明 者 土 野 久 憲 東京都日野市さくら町1番地 コニカ株式会社内  
㉑ 発 明 者 柳 田 亜 紀 子 東京都日野市さくら町1番地 コニカ株式会社内  
㉒ 発 明 者 戸 田 治 幸 東京都日野市さくら町1番地 コニカ株式会社内  
㉓ 出 願 人 コニカ株式会社 東京都新宿区西新宿1丁目26番2号  
㉔ 代 理 人 弁理士 笹島 富二雄

明 承 田 書

1. 発明の名称

放射線画像の階調変換装置

2. 特許請求の範囲

放射線画像信号から当該放射線画像の撮影部位と有効画像信号幅との少なくとも一方を判定する画像判定手段と、

予め特性の異なる複数種の階調変換テーブルを記憶した階調変換テーブル記憶手段と、

前記画像判定手段で判定された放射線画像の撮影部位と有効画像信号幅との少なくとも一方に基づいて前記階調変換テーブル記憶手段から1つの階調変換テーブルを選択する階調変換テーブル選択手段と、

該階調変換テーブル選択手段で選択された階調変換テーブルに基づいて放射線画像信号を階調変換する階調変換手段と、

を含んで構成されたことを特徴とする放射線画像の階調変換装置。

3. 発明の詳細な説明

<産業上の利用分野>

本発明は放射線画像の階調変換装置に関し、詳しくは、撮影部位や被写体の違いによる有効画像信号幅の変化に対応して最適な特性で階調変換を行わせることができる放射線画像の階調変換装置に関する。

<従来の技術>

X線画像のような放射線画像は、病気診断用などに多く用いられており、このX線画像を得るために、被写体を透過したX線を蛍光体層(蛍光スクリーン)に照射し、これにより可視光を生じさせてこの可視光を通常の写真と同様に銀塩を使用したフィルムに照射して現像した、所謂、放射線写真が従来から多く利用されている。

しかし、近年、銀塩を塗布したフィルムを使用しないで、蛍光体層から直接画像を取り出す方法が工夫されるようになってきている。

この方法としては、被写体を透過した放射線を輝尽性蛍光体に吸収せしめ、しかる後、この輝尽性蛍光体を例えば光又は熱エネルギーで励起する

ことによりこの輝尽性蛍光体が上記吸収により蓄積している放射線エネルギーを蛍光として放射せしめ、この蛍光を光電変換して放射線画像信号を得る方法がある。

具体的には、例えば米国特許3,859,527号及び特開昭55-12144号公報等に、輝尽性蛍光体を用い可視光線又は赤外線を輝尽励起光とした放射線画像変換方法が示されている。この方法は、支持体上に輝尽性蛍光体層を形成した放射線画像変換パネルを使用するもので、この変換パネルの輝尽性蛍光体層に被写体を透過した放射線を当て、被写体各部の放射線透過度に対応する放射線エネルギーを蓄積させて潜像を形成し、しかる後、この輝尽層を輝尽励起光で走査することによって蓄積された放射線エネルギーを放射させてこれを光に変換し、この光信号を光電変換して放射線画像信号を得るものである。

このようにして得られた放射線画像信号は、そのままの状態、或いは画像処理を施されて銀塩フィルム、CRT等に出力されて可視化されるが、

3

体格などの条件によって有効画像信号幅（被写体の透過線量の分布幅）が変化するので、再生画像のコントラストや濃度にばらつきが発生してしまうという問題がある。

即ち、予め設定された階調変換テーブルにおいて、望まれる出力信号範囲に対応する有効入力信号範囲に対して、実際に入力される画像信号の幅が狭い場合には、再生側への出力信号範囲を有効に用いることができなくなってコントラストを十分に確保することができなくなり、また、有効画像信号幅が広い画像の場合には、前記有効入力信号範囲を外れたところの関心領域の濃淡が潰れてしまうなどの問題が発生し、観察読影に不的確な画像として再生されてしまうものである。

かかる問題点を解消するために、特開昭58-67240号公報等に開示される方法では、観察読影のための可視画像を得る読み取り操作（以下、「本読み」という。）に先立って、該本読みにおいて用いられる輝尽励起光のエネルギーよりも低いエネルギーの輝尽励起光を用いて輝尽性蛍光体

5

コンピュータによる画像処理のためにデジタル化されることが多い。

また、デジタル化された放射線画像信号は、半導体記憶装置、磁気記憶装置、光ディスク記憶装置、光磁気記憶装置等の画像記憶装置に格納され、その後必要に応じてこれらの画像記憶装置から取り出されて銀塩フィルム、CRT等に出力されて可視化される場合もある。

ところで、上記のようにして得た放射線画像信号を再生する際には、再生画像における関心領域（医療用における診断に必要な画像部分を含む領域）の濃度を一定に仕上げる目的、及び、人体の構造や病変の陰影をより見やすく出力する目的で、階調処理などの画像処理を施してからCRT等に出力して可視化して、診断に供するようにしている。

〈発明が解決しようとする課題〉

しかしながら、階調処理を施す場合、単一の階調変換テーブルに基づいて階調変換を行ったのでは、被写体である人体における撮影部位や人体の

4

に蓄積記録されている放射線画像情報を抽出するための読取り操作（以下、「先読み」という。）を行い、この先読みで得られた画像情報に基づいて本読みにおける読取りゲインを調整することで、有効画像信号幅を揃えて観察読影適性に優れた画像を得るようにしている。

しかしながら、上記のような先読みを行わせる場合には、本読み時に対して輝尽励起光のエネルギーを絞ったり、輝尽励起光のスポット径を大きくするなどして、輝尽性蛍光体に蓄積されている放射線エネルギーの低下を抑制する必要があり、読み取り装置の制御・構成が複雑になってしまうという問題があると共に、先読みで得られる輝尽発光が微弱となるから、高い精度での画像情報の抽出が行えず、また、先読みによって本読み時の放射線エネルギーの低下が避けられず、本読みの感度が低下するという問題があった。

更に、上記のように先読みによって得た情報から本読みの読取りゲインを調整して、有効画像信号幅を揃える代わりに、読み取られた放射線画像

6

における有効画像信号幅に合わせて、階調変換テーブルの変換曲線を変換テーブルの入力信号-出力信号（光学濃度）の座標系において回転させることで、再生側の信号幅を有効に用いた階調変換が行えるようにしたものがある（特開昭59-83149号公報参照）。

しかしながら、上記のように変換特性の曲線を回転させるには、演算処理に時間を要するという問題があると共に、有効画像信号幅の大幅な変化には対応できず、また、コントラスト特性を撮影部位に応じて細かく適合させることができないなどの問題がある。

本発明は上記問題点を鑑みなされたものであり、撮影部位や被写体の違いなどがあっても、再生側への出力信号範囲を有効に用いて関心領域の階調変換を所望の特性で自動的に施すことができる放射線画像の階調変換装置を提供することを目的とする。

〈課題を解決するための手段〉

そのため本発明にかかる放射線画像の階調変換

7

ここで、撮影部位からは標準的な有効画像信号幅を推定できると共に、撮影部位に応じたコントラストの特性要求を判別することが可能である。従って、有効画像信号幅を直接判定した場合には、実際の信号幅に対応した階調変換テーブルを選択でき、また、有効画像信号幅に加えて撮影部位を判定すれば、実際の有効画像信号幅に対応し、然も、撮影部位に応じたコントラスト特性の変換テーブルを選択して、階調変換を施すことができる。また、撮影部位のみを判定させても、実際の有効画像信号幅に略対応し、撮影部位毎に要求されるコントラスト特性要求に対応したテーブルを選択して階調変換させることができる。

〈実施例〉

以下に本発明の実施例を説明する。

一実施例を示す第2図は、本発明にかかる放射線画像の階調変換装置を含む放射線画像再生装置の基本構成図であり、医療用として人体の放射線撮影に適用した場合の例を示す。

ここで、放射線発生装置1は被写体（人体胸部

9

装置は、第1図に示すように構成される。

第1図において、画像判定手段は、放射線画像信号から当該放射線画像の撮影部位と有効画像信号幅との少なくとも一方を判定する。

また、階調変換テーブル記憶手段は、予め特性の異なる複数種の階調変換テーブルを記憶しており、階調変換テーブル選択手段は、画像判定手段で判定された放射線画像の撮影部位と有効画像信号幅との少なくとも一方に基づいてこの階調変換テーブル記憶手段から1つの階調変換テーブルを選択する。

そして、階調変換手段は、上記階調変換テーブル選択手段で選択された階調変換テーブルに基づいて放射線画像信号を階調変換する。

〈作用〉

かかる構成によると、撮影部位と有効画像信号幅との少なくとも一方に基づいて、予め複数記憶されている階調変換テーブルの中から1つが選択され、この選択された階調変換テーブルに基づいて階調変換がなされる。

8

等）2に向けてX線などの放射線を照射する。被写体2を挟んで放射線発生装置1と対向する側には、輝尽性蛍光体プレート（放射線画像変換パネル）3が備えられており、この輝尽性蛍光体プレート3は放射線発生装置1からの照射放射線量に対する被写体2の放射線透過率分布に従ったエネルギーを輝尽層に蓄積記録し、そこに被写体2の潜像を形成する。

前記輝尽性蛍光体プレート3は、支持体上に輝尽層を、輝尽性蛍光体の気相堆積、或いは輝尽性蛍光体塗料塗布によって設けてあり、該輝尽層は環境による悪影響及び損傷を遮断するために保護部材によって遮蔽若しくは被覆される。該輝尽性蛍光体材料としては、例えば、特開昭61-72091号公報、或いは、特開昭59-75200号公報に開示されるような材料が使われる。

一方、上記のようにして被写体の放射線画像情報が蓄積記録された輝尽性蛍光体プレート3からの画像情報の読取りは以下のようにして行われる。

即ち、輝尽励起光源（ガスレーザ、固体レーザ、

10

半導体レーザー等) 4 は、出射強度が制御された励起光ビームを発生し、その励起光ビームは、被写体の放射線画像情報が蓄積記録された前記輝尽性蛍光体プレート 3 を走査し、輝尽性蛍光体プレート 3 が蓄積している放射線エネルギー(潜像)を蛍光(輝尽発光)として放射せしめる。

光電変換装置 5 は、前記輝尽性蛍光体プレート 3 を励起光ビームで走査して放射された蛍光(輝尽発光)を、該蛍光(輝尽発光)のみを通過させるフィルタ 6 を介して受光して、入射光に対応した電流信号に画素毎に光電変換して、画素毎の放射線画像信号を得る。

前記光電変換装置 5 で光電的に読み取られたアナログ放射線画像信号は、図示しない A/D 変換器で逐次 A/D 変換されて、デジタル放射線画像信号として画像処理装置 7 に出力される。該画像処理装置 7 では、デジタル放射線画像信号に対して各種の画像処理(階調処理、周波数処理等)を施すことで診断に適した形としてから放射線画像再生装置 8 に出力する。

放射線画像再生装置 8 は、プリンタや CRT 等のモニタであり、画像処理装置 7 で処理されたデジタル放射線画像信号を入力し、撮影された放射線画像をハードコピー又は再生画面として可視化する。

尚、放射線画像再生装置 8 と共に、又は、放射線画像再生装置 8 の代わりに、半導体記憶装置などの記憶装置(ファイリングシステム)を設けて、読み取った放射線画像信号を保存するよう構成しても良い。

ここで、前記画像処理装置 7 は詳細には第 3 図に示すよう構成され、かかる構成によって本発明にかかる階調変換処理が施されるようになっている。尚、画像処理装置 7 では階調変換処理の他に、周波数処理、拡大・縮小、移動などの各種画像処理を施す場合があるが、本実施例では、階調処理についてのみ述べる。

第 3 図において、光電変換装置 5 から逐次送られるデジタル放射線画像信号は、画像判定手段としての輪郭解析部 11 及びヒストグラム解析部 12 に

1 1

それぞれ入力される。

輪郭解析部 11 では、入力された放射線画像の輪郭を信号の微分値などに基づいて求め、該輪郭に基づいて画像認識を行い、撮影された部位(例えば人体胸部、腹部など)を判別する。

一方、ヒストグラム解析部 12 では、入力信号に基づいて第 4 図に示すようなヒストグラムを作成し、かかるヒストグラムから入力された放射線画像における有効画像信号幅を求める。前記有効画像信号幅は、被写体の透過線量の分布に対応する信号範囲であり、第 4 図に示すような人体の胸部画像におけるヒストグラムの場合、放射線のスヌケ部に対応する信号範囲を除く信号レベルの最大値から最小値まで(図中斜線部)の幅である。

そして、階調変換テーブル選択手段としての階調変換テーブル選択部 13 では、前記輪郭解析部 11 及びヒストグラム解析部 12 でそれぞれ求められた撮影部位及び有効画像信号幅の情報を元に、予め階調変換テーブル記憶部(階調変換テーブル記憶手段) 14 に記憶されている相互に特性の異なる複

1 2

数種の階調変換テーブルの中から最適な変換テーブルを選択する。

前記階調変換テーブル記憶部 14 には、撮影部位によって要求される階調変換特性が異なることに対応して予め設定された撮影部位毎の変換テーブルの集合(同じ有効画像信号幅に対して特性を第 6 図に示すように撮影部位に応じて変化させてある変換テーブル群)が記憶されており、該撮影部位毎の変換テーブル集合は、それぞれ被写体の体格の違いなどによる有効画像信号幅の違いに対応して、望まれる出力信号範囲  $Q_1 \sim Q_2$  に対応する有効入力信号範囲が異なる複数のテーブル(第 5 図参照)によって構成されている。

従って、階調変換テーブル選択部 13 では、まず、輪郭解析部 11 で判定された撮影部位に対応する撮影部位毎の変換テーブル集合を選択し、更に、この集合の中から前記求められた有効画像信号幅に近似する有効入力信号範囲である変換テーブルを選択することになる。

例えば、第 5 図において、望まれる出力信号範

1 3

1 4

図が $Q_1 \sim Q_2$ であるとする、階調変換テーブルI, II, IIIは、出力信号範囲の最大値 $Q_2$ に対応する入力信号値が異なり、その有効入力信号範囲は $I > II > III$ となっており、例えば図に示す $S_1 \sim S_2$ を有効画像信号幅とする画像信号が入力された場合には、最も近い有効入力信号範囲である階調変換テーブルIが選択されることになる。

上記のようにして撮影部位及び有効画像信号幅に基づいて階調変換に用いる階調変換テーブルが階調変換テーブル選択部13で選択されると、階調変換手段としての階調処理部15では前記選択された階調変換テーブルを用いて光電変換装置5から入力された放射線画像信号を階調変換する。

そして、階調変換された放射線画像信号については、放射線画像再生装置8に送られて、ハードコピー又はCRT上の再生画面として可視化される。このとき、上記の可視化と同時に、又は、可視化処理に代わって階調変換処理された放射線画像信号を記憶装置に保存させても良い。

このように、撮影部位及び有効画像信号幅に対

1 5

この場合、階調変換テーブル記憶部14には、有効画像信号幅の違いに対応して有効入力信号範囲が異なる複数種（例えば8種類程度）の階調変換テーブルを記憶させておき、判定された有効画像信号幅に最も近い有効入力信号範囲の階調変換テーブルを選択させるようにする。

また、階調変換テーブルの選択に際しては、ヒストグラム幅が極端に狭い場合或いは広い場合に対応して、望まれる出力信号範囲に対して極端に有効入力信号範囲の狭い階調テーブルや極端に有効入力信号範囲の広い階調テーブルを用いることは好ましくない。このため、ヒストグラム幅の最小・最大を予め設定しておき、この最小から最大までのヒストグラム幅の範囲を複数段階に分け、それぞれの段階に対応する階調変換テーブルを設けておき、前記最小幅よりも実際の幅が小さい場合には、最小幅に対応する階調変換テーブルを選択させ、また、前記最大幅よりも実際の幅が広い場合には、最大幅に対応する階調変換テーブルを選択させるようにすることが好ましい。

1 7

応する階調変換テーブルを自動的に選択して用いるから、撮影部位毎の要求に対応したコントラスト特性で、然も、被写体の体格などの違いにより有効画像信号幅が変化しても再生側の信号範囲を有効に用いて一定したコントラスト・濃度の再生画像を得ることができる階調処理を施すことができるものであり、また、かかる適性な階調処理を施すために、輝尽性蛍光体プレート3から放射線画像を2度に分けて読み取るなどの複雑で時間を要する処理を行う必要がなく、更に、広範囲な有効画像信号幅の変化に対応することが容易である。

上記実施例では、入力されたデジタル放射線画像信号の有効画像信号幅及び撮影部位の2つの情報に基づいて階調変換テーブルを選択するようにしたが、例えば撮影部位が限定されるような場合や撮影部位が異なっても要求されるコントラスト特性に大きな違いがない場合には、撮影部位の判定を省略し、ヒストグラムに基づく有効画像信号幅の判定結果のみに基づいて階調変換テーブルを選択させるようにしても良い。

1 6

更に、有効画像信号幅の情報を用いずに、撮影部位の情報のみによって階調変換テーブルを選択させるようにしても良いが、かかる選択は同じ撮影部位において被写体の体格などによって有効画像信号幅が大きく変動しない場合に用いるようにすることが好ましい。

また、撮影部位毎に複数の階調変換テーブルを予め設定しておいて、撮影部位の情報をボタン操作などによって手動で入力させるようにし、この手動操作で指示された撮影部位に対応する複数の階調変換テーブルの中から、実際の有効画像信号幅に対応するものを選択させるようにしても良い。

尚、実際の画像の有効画像信号幅は、必ずしも画像信号の最大～最小値として捉える必要はなく、階調変換テーブルを選択するための基準となれば良いので、例えば胸部撮影時における肺野と心臓部とのように画像中の複数の特定ポイントの信号レベルをサンプリングさせるようにしても良い。

また、階調変換テーブルの選択に当たっては、階調変換テーブルにおける有効入力信号範囲と出

1 8



力信号範囲との比と、実際の有効画像信号幅と階調変換テーブルの出力信号範囲との比との比較によって行わせるようにすることもできる。

更に、本実施例では、撮影部位の判定において、輪郭解析を行わせるようにしたが、ヒストグラムやプロファイルの特徴に基づいて撮影部位を判定させるようにしても良い。また、撮影部位の判定や有効画像信号幅を求めるためのヒストグラムの作成においては、オリジナルの画像信号を全て用いる必要はなく、間引いた画像データ（間引きの割合は、全画素数の1/16～1/64が好ましい。）に基づいて撮影部位及び有効画像信号幅の判定を行わせるようにすれば良い。

また、放射線画像信号を得る手段は、本実施例の輝尽性蛍光体プレート3を用いたシステムに限らず、放射線画像情報が露光されたフィルムの透過光を検出して放射線画像信号を得るシステムや、被写体の通過線量を直接電気信号に変換するシステムであっても良い。

また、撮影部位の濃度を合わせるために、予め

設定されている階調変換テーブルを入力信号値方向に平行移動させて用いるようにしても良い。

<発明の効果>

以上説明したように本発明によると、撮影部位や有効画像信号幅が変化しても、該変化に対応して適性な階調変換テーブルを自動的に選択して階調変換を施すことができるから、撮影部位によるコントラスト要求特性に対応でき、また、被写体の違いによる有効画像信号幅の違いによってコントラスト・濃度にばらつきが発生することが防止でき、読影適性に優れた再生画像を得ることができるという効果がある。

また、本読みに先立って行われる先読みを必要とせず上記のような効果を得ることができるので、読み取り時間を短くできると共に、演算時間を要する階調変換テーブルの回転操作などが不要であって処理時間の短縮及び演算負担の軽減を図れる。更に、階調変換テーブルの回転操作では対応できない入力信号幅の大きな変化にも対応できるという効果もある。

19

20

#### 4. 図面の簡単な説明

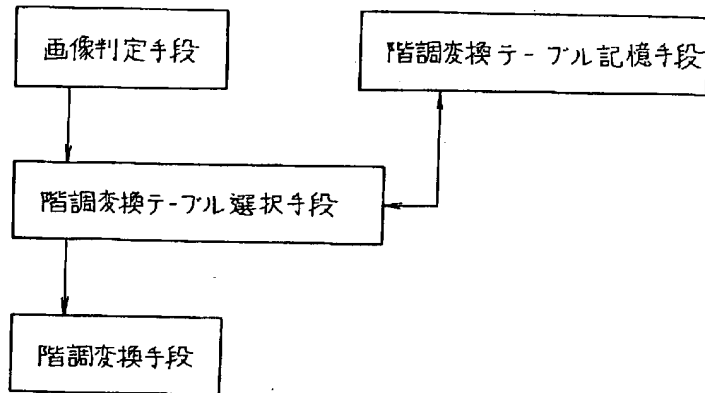
第1図は本発明の構成を示すブロック図、第2図は本発明の一実施例を示すシステムブロック図、第3図は第2図示のシステムにおける画像処理装置の詳細を示すブロック図、第4図は人体胸部画像におけるヒストグラムの一例を示す線図、第5図及び第6図はそれぞれ同上実施例において予め記憶される階調変換テーブルの特性を示す線図である。

- 1…放射線発生装置      2…被写体  
 3…輝尽性蛍光体プレート      4…輝尽励起光源  
 5…光電変換装置      7…画像処理装置  
 8…放射線画像再生装置      11…輪郭解析部  
 12…ヒストグラム解析部      13…階調変換テーブル選択部  
 14…階調変換テーブル記憶部  
 15…階調処理部

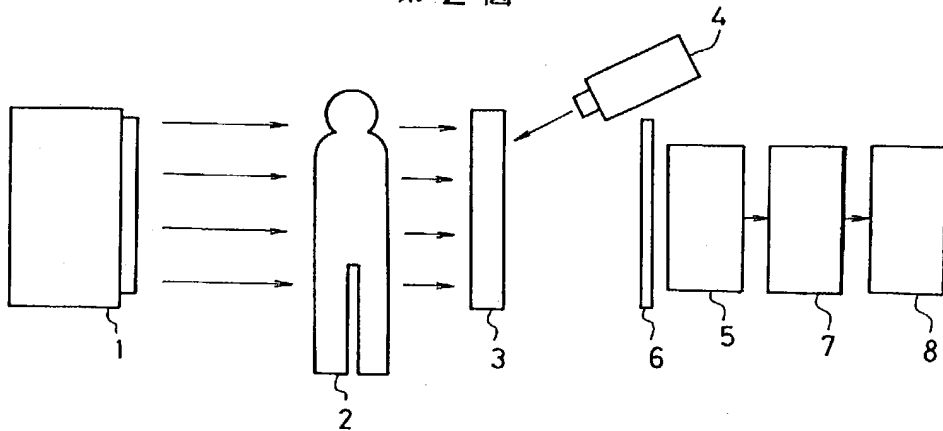
特許出願人 コニカ株式会社  
 代理人 弁理士 笹 島 富二雄

21

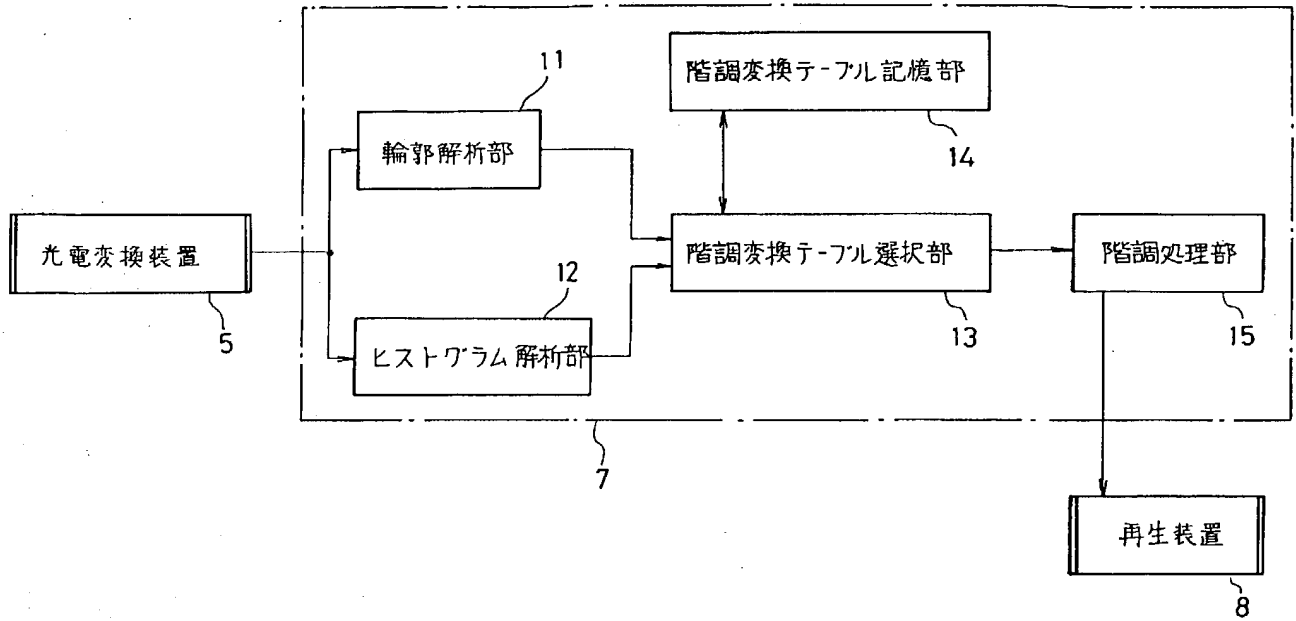
第 1 図



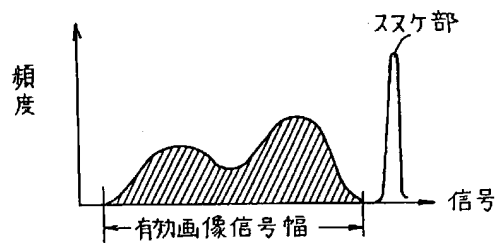
第 2 図



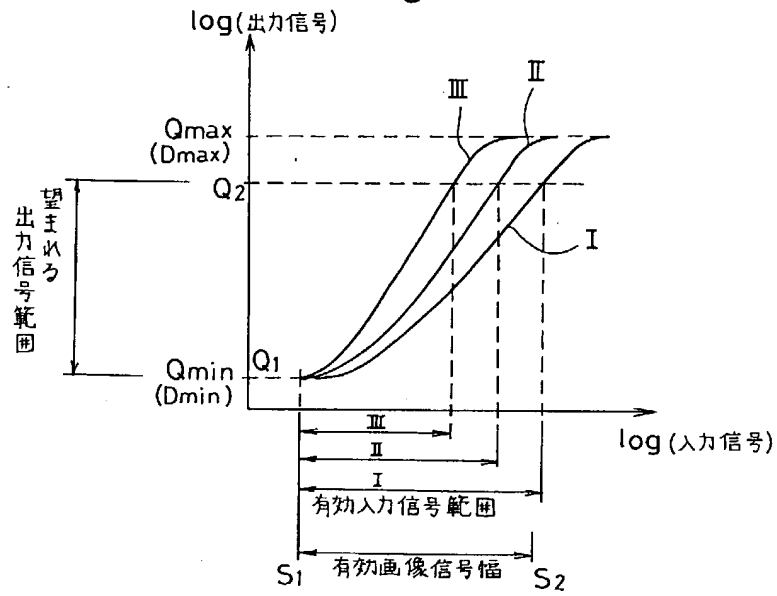
第 3 図



第 4 図



第 5 図



第 6 図

